

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2002-505901

(P2002-505901A)

(43) 公表日 平成14年2月26日 (2002.2.26)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマート* (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 0 1 7
5/0285		5/02	3 4 0 H 4 C 3 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2000-535258(P2000-535258)
(86) (22) 出願日 平成11年3月11日(1999.3.11)
(85) 翻訳文提出日 平成12年9月11日(2000.9.11)
(86) 国際出願番号 PCT/AU99/00157
(87) 国際公開番号 WO99/45839
(87) 国際公開日 平成11年9月16日(1999.9.16)
(31) 優先権主張番号 PP 2278
(32) 優先日 平成10年3月11日(1998.3.11)
(33) 優先権主張国 オーストラリア (AU)
(81) 指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), AU, JP, US

(71) 出願人 コモンウェルス サイエнтиフィック
アンド インダストリアル リサーチ
オーガニゼーション
COMMONWEALTH SCIENTIFIC AND INDUSTRIAL
RESEARCH ORGANIZATION
オーストラリア国 2601 オーストラリア
ン キャピタル テリトリー キャンベル
ライムストーン アベニュー 番地なし
(74) 代理人 弁理士 青山 稔 (外2名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波技術

(57) 【要約】

【課題】 超音波技法を用いて、管内の流れ体積を正確に測定する。

【解決手段】 超音波技術を用いて管における体積速度を求める方法は、管から流速情報を作るように、ビームを発生する超音波トランスデューサアレーを用いて、管を撮像するステップであって、超音波トランスデューサにより発生された複数のビームにより形成される面が、管の軸からずれた方向を有して、超音波トランスデューサアレーが前記の管の中の楕円断面を撮像するステップと、管と楕円断面の中の複数の点について速度情報を用いて、楕円断面を通る前記の流体の流れについての平均速度を計算するステップとからなる。

【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波技術を用いて管における体積流れを評価する方法であって、

管から流体速度情報を作るようにビームを発生する超音波トランスデューサアレーを用いて、管を撮像するステップであって、超音波トランスデューサにより発生された複数のビームにより形成される面が、管の軸からずれた方向を有して、超音波トランスデューサアレーが管の中の楕円断面を撮像するステップと、

管と楕円断面の中の複数の点について前記の速度情報を用いて、楕円断面を通る流体の流れについての平均速度を計算するステップと

からなる方法。

【請求項2】 さらに、前記の流体速度情報に楕円断面を合わせるステップと、前記の合わせられた楕円断面から管のための楕円断面パラメータを決定するステップとからなることを特徴とする方法。

【請求項3】 請求項1または2に記載された方法において、前記の管は、人または動物の体内の1部分であることを特徴とする方法。

【請求項4】 請求項1～3のいずれかに記載された方法において、前記の方法は、標準的な超音波機器のソフトウェアの再プログラミングにより前記の超音波機器で実行されることを特徴とする方法。

【請求項5】 請求項1～5のいずれかに記載された方法において、前記の平均速度を計算するステップは、前記の速度情報の、パワーで重みづけられた平均値を用いることを含み、このパワーで重みづけられた平均値は、前記の速度情報に対応する点での受信信号の大きさと関連づけられることを特徴とする方法。

【請求項6】 請求項1～5のいずれかに記載された方法において、前記の超音波トランスデューサからの有効な (significant) グレースケールのエコーのエリアにおける速度データ値を小さくするように、前記の速度情報があらかじめ処理されることを特徴とする方法。

【請求項7】 請求項5に記載された方法において、あらかじめ決められた大きさより小さいパワーの重みづけが捨てられることを特徴とする方法。

【請求項8】 請求項1～7のいずれかの方法を実施する装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波撮像技術の分野、特に、体積流れの情報を作成する超音波データの利用に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、超音波撮像が、特に人または動物の体の内側部分の医療用撮像の分野において、ますます重要になってきた。超音波撮像の原理は、よく知られている。しかし、最近、超音波信号からの位相データの使用が、超音波スキャンと関連して流れ情報を作成している。今日では、多数の製造者が、管内の血液の流速の方向と速度を示すカラー指針 (indicator) の形で情報を提供する「カラー・ドップラー撮像」を提供している。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

理想的には高精度かつ高い程度の確実さでの、管内における血液の体積流速の非侵襲性リアルタイム超音波測定のため、標準の市販のハードウェアをソフトウェアのみを変更して使用することが望まれる。

【0004】

本発明の目的は、超音波技法を用いて、管内の流れ体積の正確な測定を提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る第1の見地では、超音波技術を用いて管における体積の流れを評価する方法は、管から流体速度情報を作るように、ビームを発生する超音波トランスデューサアレーを用いて、管を撮像するステップであって、超音波トランスデューサにより発生された複数のビームにより形成される面が、管の軸からずれた方向を有していて、超音波トランスデューサアレーが管の中の楕円断面を撮像するステップと、管と楕円断面の中の複数の点について速度情報を用いて、楕円

断面を通る流体の流れについての平均速度を計算するステップとからなる。

好ましくは、平均速度は、前記の速度情報の、パワーで重みづけられた平均値を用いて計算され、このパワーで重みづけられた平均値は、前記の速度情報に対応する点での受信信号の大きさと関連づけられる。

好ましくは、前記の方法は、さらに、前記の流体速度情報に楕円断面を合わせるステップと、前記の合わせられた楕円断面パラメータから管のための楕円断面パラメータを決定するステップとからなる。

前記の方法は、人または動物の体内の1部分についての使用に理想的に適合され、標準的な超音波機器のソフトウェアの再プログラミングによりその超音波機器で実行できる。

【0006】

【発明の実施の形態】

発明の好ましい実施の形態において、斜めスキャン法が、管の楕円断面構造の詳細を抽出するため、また、楕円構造を使用するため、体積流れを導き出すように、その断面構造の中の流体移動情報と併せて、用いられる。

【0007】

まず図1には、通常の超音波処理技法が図式的に示されている。この通常の配置では、トランスデューサ1が、あらかじめ決められた厚さの実質的に平面状の形状のビーム2を発生する。このビーム2は、管3を通して投影され、その反射は、戻ってトランスデューサ1により受け取られ、続いて、管の構造を決定するように処理される。カラードップラー撮像法においては、一連の超音波の発生が周期的に速く連続して行われ、戻りの反射が記録される。多重の戻りの間の位相差が決定され、既知の方法で、管3の中の流速情報を計算するために用いられる。

【0008】

好ましい実施の形態において、斜めのスキャンが用いられる。ここで、ビーム2の方位は、管1にそっていない。特に、図2と図3に示されるように、2つの形の斜めスキャンビーム回転が与えられる。第1に、図2に示されるように、管の長手方向の軸に垂直な軸7の周りの（すなわちトランスデューサ・プローブの

長手方向軸の周りの) プローブの回転 α を用いて、第1の断面体積4を生じる。第2に、図3に示されるように、スキャン面に垂直な軸8の周りの回転 β が与えられる。こうして得られた管3の最終的な断面4は、楕円断面の形状であり、これは、トランスデューサ・ビームの厚さ特性により決定されるあらかじめ決められた体積である。

【0009】

好ましい実施の形態において、一連のフレームが、図2と図3に示される、ある角度をなす斜めスキャンを用いて撮像され、次に、目的の管をとる実際の体積流速を決定するため、後で説明するように処理される。

【0010】

図8において、好ましい実施の形態の方法における複数のステップ10が示される。この方法では、ステップ11で、まず、斜めスキャン法を用いて一連のフレームを撮像する標準の現代の超音波設備を用いる。

【0011】

撮像された一連のフレームから、公知のカラードップラー技法を用いて、対応する速度情報が得られる(ステップ12)。カラー流れデータを得る方法はまったく標準的なものである。

【0012】

次に、カラー流れの像が、楕円断面を同定するように試験され、これから、スキャンの形状パラメータ(α と β)が得られる(ステップ13)。楕円の短軸と長軸の比は、角度 α を決定するために使用され、一方、スキャンにおいて水平線に対する長軸の方向と、カラードップラー設定角とは、角度 β を決定するために使用できる。

【0013】

全体の楕円構造が決定されると、次に、管の断面積を計算するために使用される。次に、形状と平均速度の知識をもって、体積流速の推定値が計算できる(ステップ14)。

【0014】

この処理のより詳細な理解は、スキャンと信号処理を数学的にシミュレートす

るために用いられるステップを試験することにより得ることができる。

【0015】

楕円パラメータを決定し同定するために、そして、体積流を計算するために、トランスデューサ素子により受け取られた撮像面が連続的にスキャンされ、各スキャン座標について、対応する管座標が、サンプル座標（これはサンプルボックスを表す）が管の管腔の中にあるか否かを決定するような処理のために得られる。

【0016】

したがって、スキャン面座標空間と管座標空間との間で変換することが必要である。この変換法は、図4から図6を参照して説明される。図4において、管の x 、 y 、 z 座標系が示される。図4はまた $z-y$ 面内に並んだトランスデューサ1を示す。この角度斜め法において管座標は x 、 y 、 z 基準フレームの中にとどまるが、スキャン面座標は、2つの回転を用いて、 x'' 、 y'' 、 z'' 基準フレームに変換される。

【0017】

図5に示されるように、第1の回転は、トランスデューサ1による図5に示される z 軸の周りの角度 α の回転である。マトリクス表記を用いると、この変換は次のように書ける。

【数1】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \angle(x, x') & \cos \angle(y, x') & \cos \angle(z, x') \\ \cos \angle(x, y') & \cos \angle(y, y') & \cos \angle(z, y') \\ \cos \angle(x, z') & \cos \angle(y, z') & \cos \angle(z, z') \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (1)$$

【0018】

この表記を用いて、図5から、方向コサインは、次のようになる。

【数2】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & \cos(\pi/2 + \alpha) & \cos(\pi/2) \\ \cos(\pi/2 - \alpha) & \cos(\alpha) & \cos(\pi/2) \\ \cos(\pi/2) & \cos(\pi/2) & \cos(0) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (2)$$

すなわち、

【数3】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (3)$$

【0019】

図6に示される第2の変換において、トランスデューサの回転により、 $x'-y'-z'$ 基準系から $x''-y''-z''$ 基準系に変わる。この変換は次のように表される。

【数4】

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \angle(x', x'') & \cos \angle(y', x'') & \cos \angle(z', x'') \\ \cos \angle(x', y'') & \cos \angle(y', y'') & \cos \angle(z', y'') \\ \cos \angle(x', z'') & \cos \angle(y', z'') & \cos \angle(z', z'') \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (4)$$

【0020】

方向コサインについて図6の表記を用いて、次のようになる。

【数5】

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(0) & \cos(\pi/2) & \cos(\pi/2) \\ \cos(\pi/2) & \cos(\beta) & \cos(\pi/2 + \beta) \\ \cos(\pi/2) & \cos(\pi/2 - \beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (5)$$

すなわち、

【数6】

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\beta) \\ 0 & +\sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (6)$$

【0021】

式(3)と式(6)から、2つの変換を結合して、 $x-y-z$ 基準系から $x''-y''-z''$ 基準系への1つの変換が得られる。

【数7】

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (7)$$

これから、次の式が得られる。

【数 8】

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \cos(\beta)\sin(\alpha) & \cos(\beta)\cos(\alpha) & -\sin(\beta) \\ \sin(\beta)\sin(\alpha) & \sin(\beta)\cos(\alpha) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (8)$$

または、マトリクス変換により、

【数 9】

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & \cos(\beta)\sin(\alpha) & \sin(\beta)\sin(\alpha) \\ -\sin(\alpha) & \cos(\beta)\cos(\alpha) & \sin(\beta)\cos(\alpha) \\ 0 & -\sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} \quad (9)$$

興味深いことに、式 (8) と式 (9) のマトリクスは相互の書き換えである。

【0 0 2 2】

この「理想化された」シミュレーションにおいて、サンプル体積の位置(0, y'', z'')は、スキャン面の広がりによってインクリメントされ、対応する管の座標(x, y, z)は式 (9) を用いて計算される。もしサンプル体積が管の管腔の内部にあれば(すなわち、もし

【数 10】

$$\sqrt{x^2 + y^2} < \text{Radius}$$

なら)、対応するパワーの値は1.0の値に割り当てられ、速度は、管軸からの半径方向の距離に基づく値に割り当てられる。

【0 0 2 3】

残念ながら、上述の解析は、トランスデューサのビームが有限の幅をもち、ほぼガウス分布の強度断面積をもつことを無視している。したがって、各サンプル体積すなわちボクセルの位置でのパワーと速度の計算において、超音波パラメータを含むことが非常に望ましい。

【0024】

形状の決定（楕円合わせ）（図8のステップ13）

この方法の第1ステップは、形状の決定であり、これは、楕円のパワーデータまたは速度データへの合わせを要求する。楕円を合わせるために使用されるデータは、パワーデータ、速度データおよびグレースケール情報の組み合わせを含む。1つの例では、パワーデータは、楕円を合わせるために使用され、パワー値をしきい値より小さく抑え、有効な (significant) グレースケール値を有する領域を小さくする。

【0025】

楕円合わせのために使用されるアルゴリズムは、慣性モーメントの公式に基づいている。速度データについて、所定の速度しきい値を超えた値のみが使用され、各々の値は、慣性モーメントの計算において等しい重みをもつ。他方、パワーデータを楕円に合わせるとき、所定のパワーしきい値を超えた値が、慣性モーメントの計算において、重みとして用いられる。こうして、より高いパワーの領域が、より低いパワーの領域よりも計算に多く寄与する。

【0026】

楕円に合わせると、角度 α と角度 β は以下のように計算できる。

$$\alpha = \sin^{-1}(b/a)$$

ここに、 a = 楕円の長軸の長さ

b = 楕円の短軸の長さ

= 管の直径

β = スキャンにおける楕円の長軸と水平線との間の角度

【0027】

α と β から、「ドップラー角度」補正が次のように計算できる。

【数11】

$$\cos(\theta_{Doppler}) = \cos(\alpha)\cos(\varphi - \beta)$$

ここに、 φ は、カラードップラー設定角であり、典型的にはたとえば 70° 、 90° または 110° であるが、それには限定されない。 a 、 b 、 β 、 φ の間の関

係は、角度 α を用いて以下のように計算できる。

【0028】

(血管の軸に垂直な) 断面の真の面積 A_{actual} は、角度 α を用いて測定面積 $A_{measured}$ から以下のように計算できる。

【数12】

$$A_{actual} = A_{measured} \cdot \sin(\alpha) \quad (14)$$

【0029】

平均速度の計算 (図8のステップ14)

前に述べたように、形状パラメータが楕円断面から測定されると、好ましい実施形態における次のステップは、楕円により区切られる体積にわたって平均速度を計算することである。

【0030】

好ましくは、次の公式により記述される、パワーで重み付けられた合計値が用いられる。

【数13】

$$\bar{v} = \frac{\sum P(y'', z'') \cdot v(y'', z'')}{\sum P(y'', z'')} \Big|_{(y'', z'') \text{ within ellipse}} \quad (15)$$

ここに、 P は、受け取られたパワー値を表し、 v は、受け取られた速度値を表す。また、 (y'', z'') は楕円内である。

【0031】

このやり方は、より低いパワーのボクセル、たとえば管の中に部分的にのみあるボクセル、に小さな重みを与える。したがって、このパワーで重み付けるアプローチは、有限のボクセル寸法に関連する「部分体積」効果に注意を向ける。

【0032】

もちろん、角度補正は、平均の測定速度

【数14】

$$\bar{v}_{true}$$

から真の平均速度

【数15】

$$\bar{v}_{measured}$$

を得るために必要である。そのような補正は以下のように適用できる。

【数16】

$$\bar{v}_{true} = \frac{\bar{v}_{measured}}{\cos(\theta_{Doppler})} \quad (16)$$

【0033】

体積流速の見積もり(図8のステップ14)

形状パラメータ α と β 、測定された面積および平均速度が与えられると、体積流速 Q は、式(13)、(14)および(16)を用いて以下のように計算できる。

【数17】

$$\begin{aligned} Q &= \bar{v} \cdot \bar{A} = \frac{\bar{v}_{measured}}{\cos(\theta_{Doppler})} A_{actual} \\ &= \frac{\bar{v}_{measured} A_{measured} \sin(\alpha)}{\cos(\alpha) \cos(\varphi - \beta)} = \frac{\bar{v}_{measured} A_{measured} \tan(\alpha)}{\cos(\varphi - \beta)} \end{aligned} \quad (17)$$

【0034】

上に述べたことから、パワー重み付けシステムを用いて、速度と流れ体積のより正確な結果が得られることがわかる。

【0035】

もちろん、多くの変形が可能である。1つのそのような変形は、ある楕円断面構造について、モデル化されたパワー重み付けの「予想されたパワー重み付け」を用いることである。これは、雑音の多いパワーデータと関連した起こり得る問題を軽くする。

【0036】

もう1つの変形は、位置データが、組織エコーなどを撮影するため、流れ情報を処理するために使用できることである。この変形は、超音波機器に通常与えら

れる伝統的なグレースケールデータの試験と、にせのデータによる有効な (significant) 組織エコーのエリアにおける速度データ値を抑えるためのこの情報の使用を含む。

【0037】

当業者に理解されるように、上述の特定の実施形態において示された本発明について、広く記載した本発明の要旨から離れることなく、多くの他の変形が可能である。したがって、この実施形態は、発明の説明のためのものであり、限定的なものではないと理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】 標準の長手方向スキャンを示す図

【図2】 管に相対的なスキャン面の第2の回転を示す図

【図3】 測定される管に相対的なスキャン面の第2の回転を示す図

【図4】 好ましい実施形態において用いられる座標変換のプロセスを示す

図

【図5】 好ましい実施形態において用いられる座標変換のプロセスを示す

図

【図6】 好ましい実施形態において用いられる座標変換のプロセスを示す

図

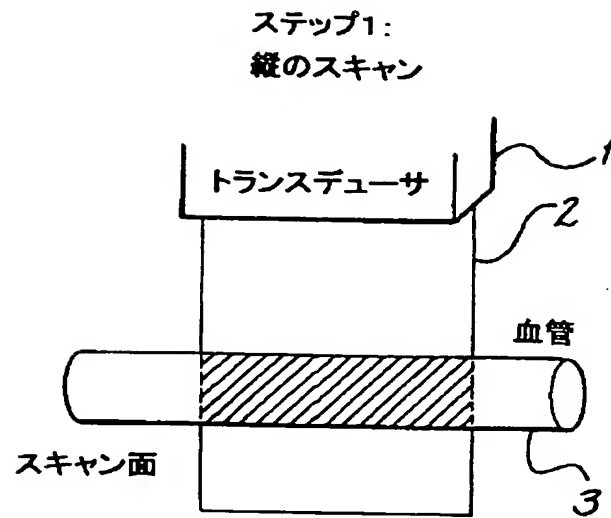
【図7】 好ましい実施形態において用いられる変数の間の関係を示す図

【図8】 好ましい実施形態におけるステップを示す図

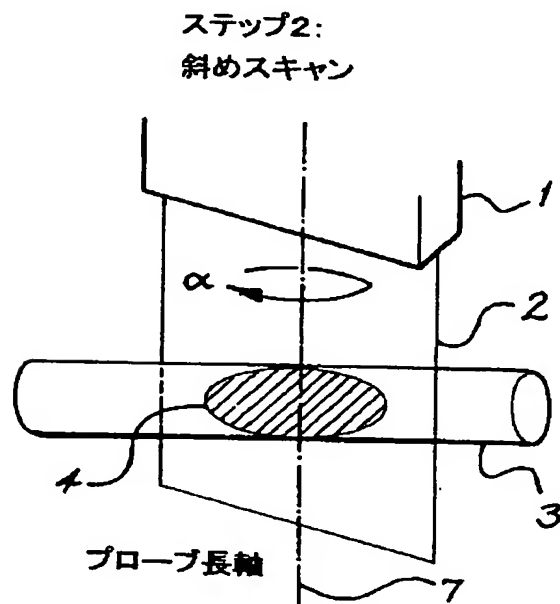
【符号の説明】

1 トランスデューサ。

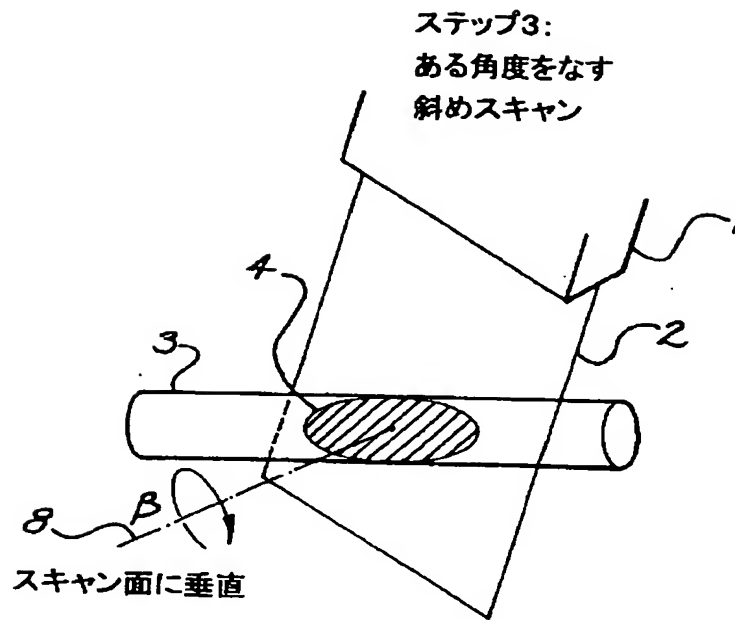
【図1】



【図2】

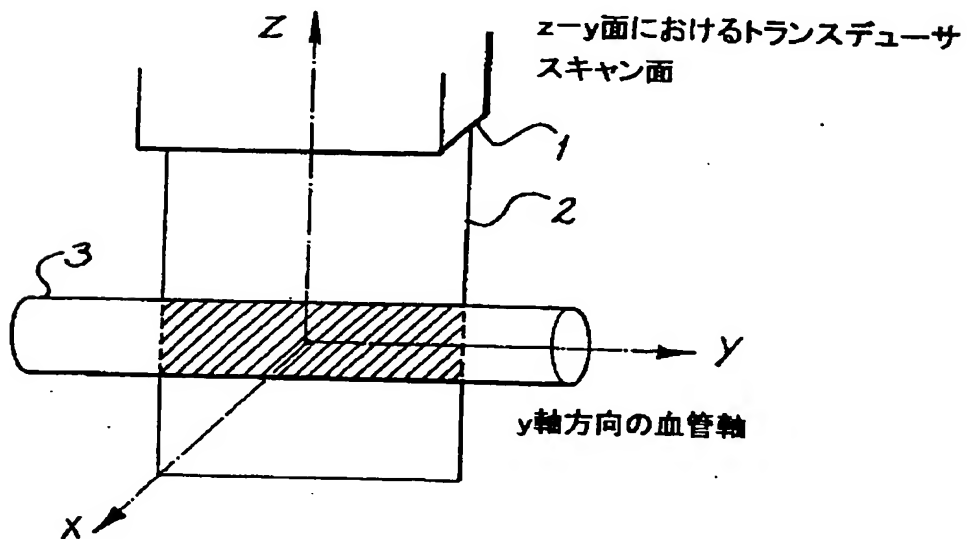


【図3】



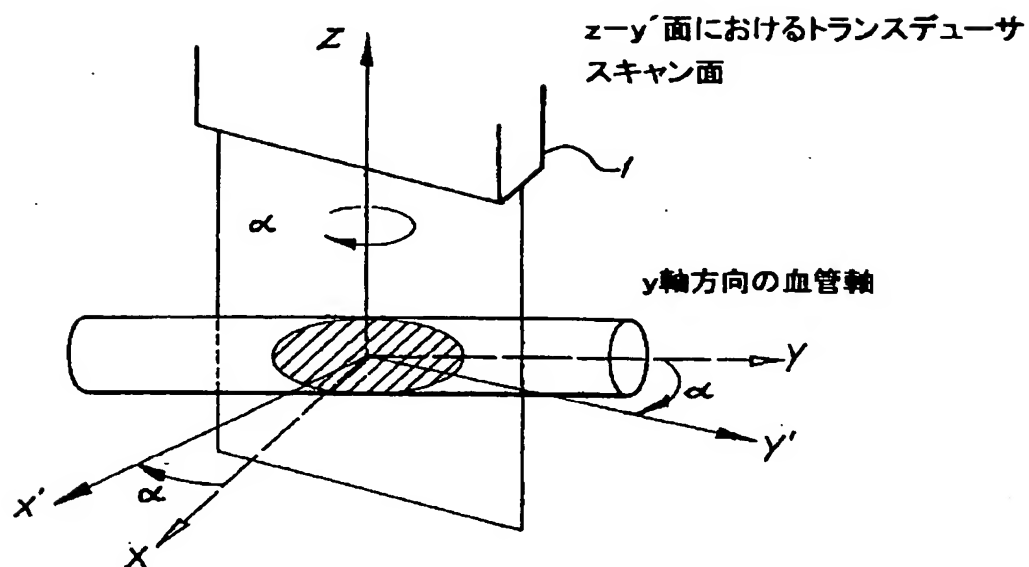
【図4】

トランスデューサは、長手方向断面で
開始する



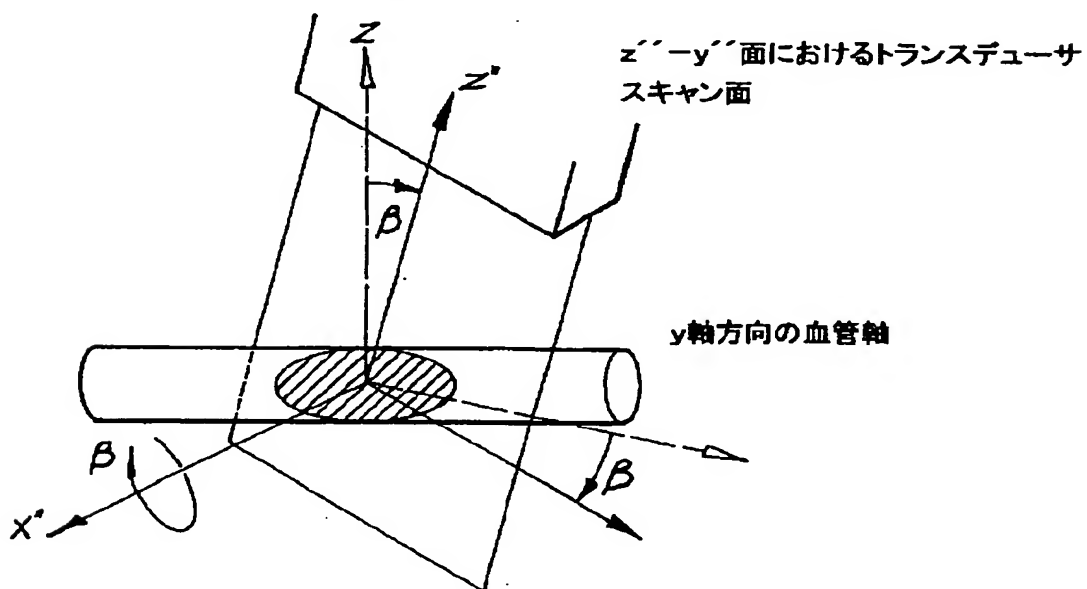
【図5】

トランスデューサは z 軸の周りに角度 α
回転される

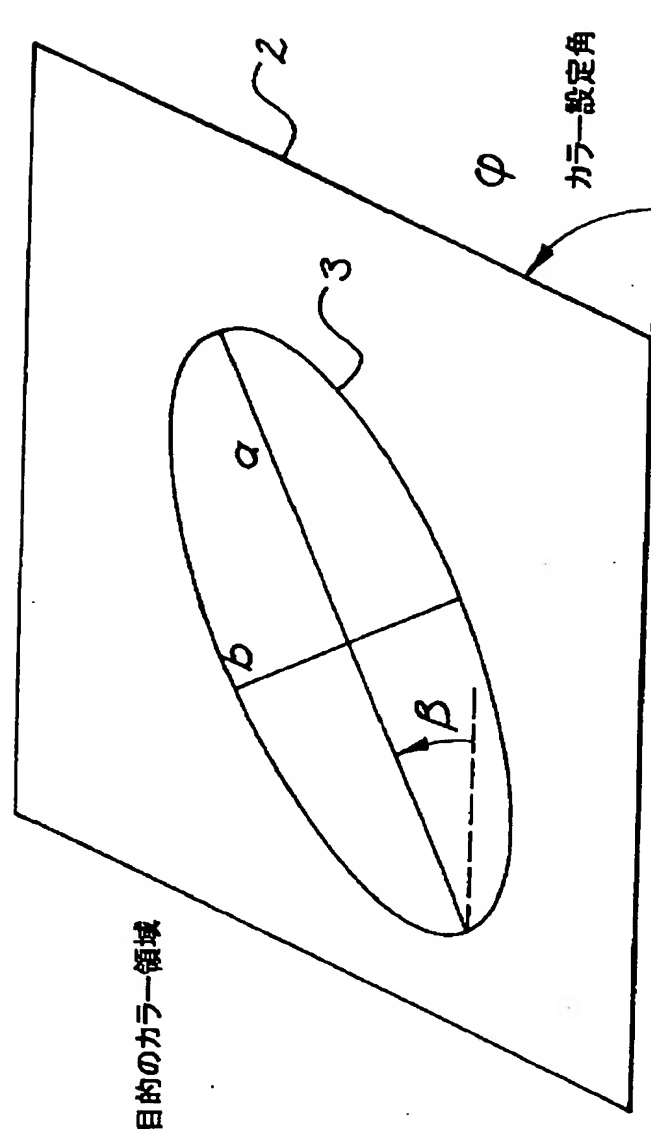


【図6】

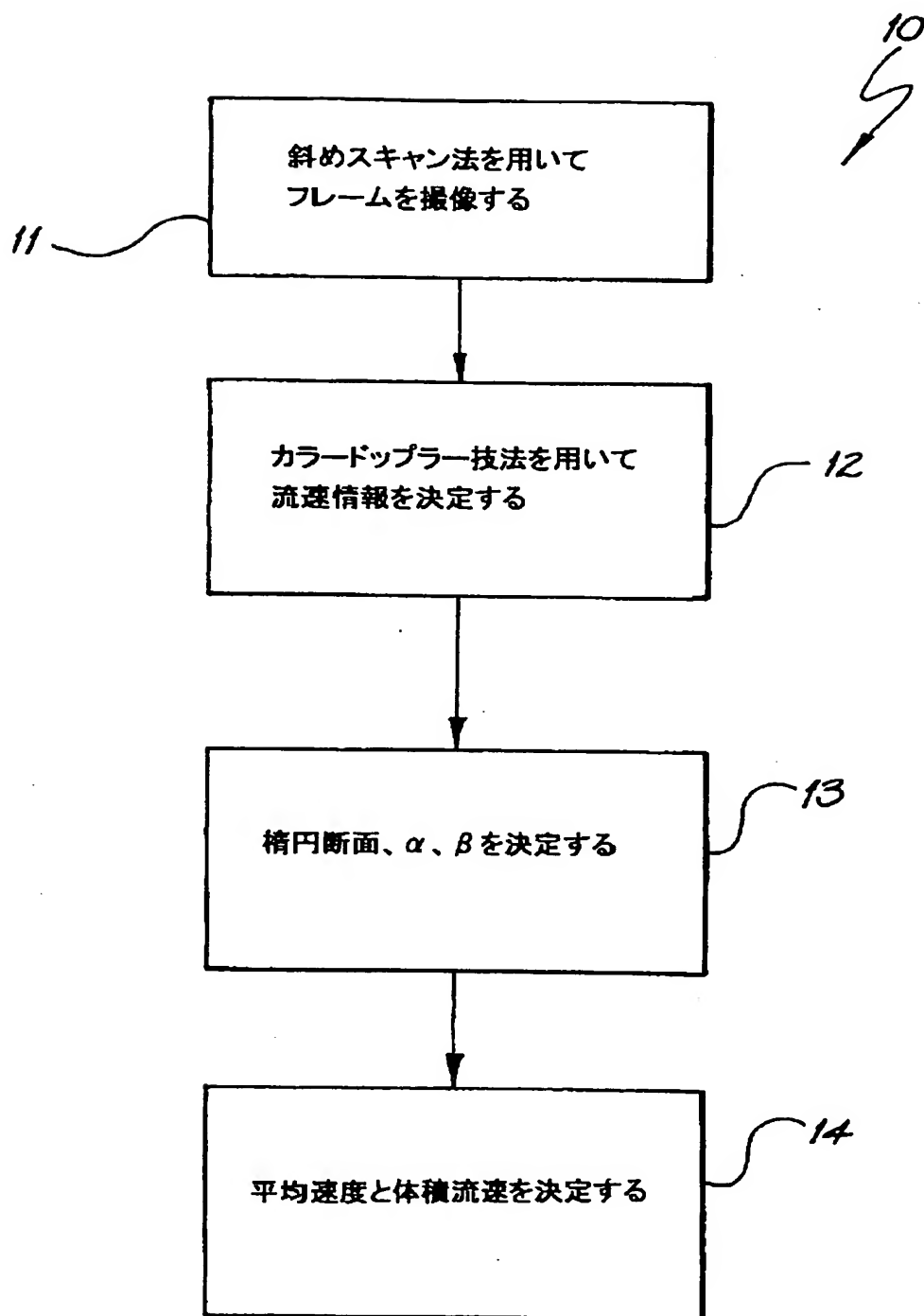
トランスデューサは次に x' 軸の周りに
角度 β 回転される



【図7】



【図8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/AU 99/00157

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
Int Cl ⁶ : A61B 5/026		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Electronic Search as below		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched --		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) WPAT and JAPIO (key words: ULTRASONIC, ULTRASOUND, ULTRA (w) (SONIC OR SOUND:), FLOW, VELOCIT, SPEED, RATE, LIQUID, FLUID, BLOOD, ELLIP, OFFSET, OVAL, OVOID, OVULE, SKEW, SLANT, VESSEL, VEIN, ARTER, AORT, PIPE, PIPING, TUBE, TUBUL, LUMEN, DOPPLER, MODE, FREQUENCY, PHASE, SHIFT)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5340230 A (VILKOMERSON) 30 July 1996, see figures 2, 9, column 3	1-8
X	US 4103679 A (ARONSON) 1 August 1978, see figures 1 to 4, column 2	1-8
X	Derwent Abstract Accession No. 96-182532/19, Class S02, S05, JP 08-056945 (YOKOGAWA MEDICAL SYSTEMS LTD) 5 March 1996	1-8
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 6 May 1999		Date of mailing of the international search report 12 MAY 1999
Name and mailing address of the ISA/AU AUSTRALIAN PATENT OFFICE PO BOX 200 WODEN ACT 2606 AUSTRALIA Facsimile No.: (02) 6283 3929		Authorized officer PETER T. WEST Telephone No.: (02) 6283

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family membersInternational application No.
PCT/AU 99/00157

This Annex lists the known "A" publication level patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent Document Cited in Search Report		Patent Family Member	
US	5540230	US	5488953
US	4103679		
JP	8056945		

END OF ANNEX

フロントページの続き

(72)発明者 ロバート・ワイアット・ジル
オーストラリア2039ニュー・サウス・ウェ
ールズ州ローゼル、フォーカート・ストリ
ート36番

Fターム(参考) 4C017 AA11 AC23 BC14
4C301 BB17 DD01 DD02 EE11 EE15
GB03 KK02 KK21 KK24

Ultrasound techniques

Patent number: JP2002505901T

Publication date: 2002-02-26

Inventor:

Applicant:

Classification:

- **International:** **A61B8/06; A61B8/06;** (IPC1-7): A61B8/06; A61B5/0285

- **European:** A61B8/06

Application number: JP20000535258T 19990311

Priority number(s): AU1998PP02278 19980311; WO1999AU00157 19990311

Also published as:



WO9945839 (A1)

EP1061848 (A1)

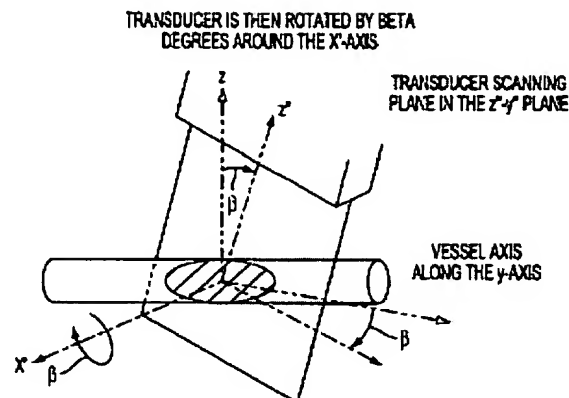
US6663568 (B1)

[Report a data error here](#)

Abstract not available for JP2002505901T

Abstract of corresponding document: **US6663568**

A method of estimating the volume flow in a vessel utilizing ultrasound techniques including the steps of imaging the vessel utilizing an ultrasonic transducer array so as to produce fluid velocity information for the vessel, the plane formed by the beams emitted by the transducers having a direction which is offset from an axis of the vessel such that the beam plane forms an elliptical section within the vessel, and utilizing the velocity information for points within the vessel and the elliptical section to calculate a mean velocity for the fluid flow through the elliptical section. The improvement of the volume flow estimation is achieved by utilizing average velocity information and Doppler signal power, and mean velocity calculation based on a weighted summation of the velocity values a multiple measurement points with weighting factors determined by the Doppler signal power at the measurement points.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

1. JP,2002-505901,A

*** NOTICES ***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] It is the approach of evaluating the volume flow in tubing using an ultrasonic technique. The ultrasonic transducer array which generates a beam so that fluid rate information may be made from tubing is used. Are the step which picturizes tubing and the field formed of two or more beams generated by the ultrasonic transducer The step to which it has the direction [shaft / of tubing] shifted and an ultrasonic transducer array picturizes the ellipse cross section in tubing, step which calculates the mean velocity about the fluid which passes along an ellipse cross section using the aforementioned rate information about two or more points in tubing and an ellipse cross section flowing from -- the approach of becoming.

[Claim 2] Furthermore, the approach characterized by consisting of a step which doubles an ellipse cross section with the aforementioned fluid rate information, and a step which determines the ellipse cross-section parameter for tubing from the aforementioned ellipse cross section with which it doubled.

[Claim 3] It is the approach characterized by the aforementioned tubing being a man or one part of the inside of the body of an animal in the approach indicated by claims 1 or 2.

[Claim 4] It is the approach characterized by the aforementioned approach being performed by the reprogramming of the software of a standard ultrasonic device by the aforementioned ultrasonic device in the approach indicated by either of claims 1-3.

[Claim 5] The step which calculates the aforementioned mean velocity in the approach indicated by either of claims 1-5 is an approach characterized by relating the weighting **** average with the magnitude of the input signal in the point corresponding to the aforementioned rate information by this power including using the weighting **** average by the power of the aforementioned rate information.

[Claim 6] The approach characterized by processing the aforementioned rate information beforehand in the approach indicated by either of claims 1-5 so that the rate data value in the area of the echo of the effective (significant) gray scale from the aforementioned ultrasonic transducer may be made small.

[Claim 7] The approach characterized by throwing away weighting of power smaller than the magnitude decided beforehand in the approach indicated by claim 5.

[Claim 8] Equipment which enforces one approach of claims 1-7.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]**[0001]****[Field of the Invention]**

This invention relates to utilization of the field of ultrasonic imaging technique, and the ultrasonic data which create the information on a volume flow especially.

[0002]**[Description of the Prior Art]**

In recent years, an ultrasonic image pick-up is becoming still more important in the field of a medical-application image pick-up of a man or the inside part of the body of an animal especially. The principle of an ultrasonic image pick-up is known well. However, the activity of the phase data from an ultrasonic signal flows in relation to an ultrasonic scan, and is creating information recently. Many manufacturers offer the "color Doppler image pick-up" which offers information in the form of a color guide (indicator) which shows the direction and rate of the rate of flow of blood in tubing by the end of today.

[0003]**[Problem(s) to be Solved by the Invention]**

Ideally, to use the hardware of standard marketing only for software, changing is desired for noninvasive real-time supersonic-wave measurement of the volume rate of flow of the blood in tubing in the certainty of high degree of accuracy and high extent.

[0004]

The object of this invention is offering exact measurement of the flow volume in tubing using ultrasonic technique.

[0005]**[Means for Solving the Problem]**

From the 1st standpoint concerning this invention, the approach of evaluating the flow of the volume in tubing using an ultrasonic technique The ultrasonic transducer array which generates a beam is used so that fluid rate information may be made from tubing. Are the step which picturizes tubing and the field formed of two or more beams generated by the ultrasonic transducer It has the direction [shaft / of tubing] shifted and consists of a step which calculates the mean velocity about the step to which an ultrasonic transducer array picturizes the ellipse cross section in tubing, and the fluid which passes along an ellipse cross section using rate information about two or more points in tubing and an ellipse cross section flowing. Preferably, mean velocity is calculated using the weighting **** average by the power of the aforementioned rate information, and the weighting **** average is related with the magnitude of the input signal in the point corresponding to the aforementioned rate information by this power. It consists of a step which doubles an ellipse cross section with the desirable fluid rate information of further the above [the aforementioned approach], and a step which determines the ellipse cross-section parameter for tubing from the aforementioned ellipse cross-section parameter with which it doubled. The aforementioned approach suits ideal for the activity about a man or one part of the inside of the body of an animal, and can be performed by the ultrasonic device by the reprogramming of the software of a standard ultrasonic device.

[0006]**[Embodiment of the Invention]**

In the gestalt of desirable implementation of invention, in order that the slanting scanning may extract the detail of the ellipse cross-section structure of tubing, and in order to use an elliptical ring structure, it combines with the fluid migration information in the cross-section structure, and is used so that a volume

flow may be drawn.

[0007]

The usual sonication technique is first shown in drawing 1 in graph. In this usual arrangement, a transducer 1 generates the beam 2 of a plane configuration substantially [the thickness decided beforehand]. This beam 2 is processed so that it may be projected through tubing 3, that echo may return, and it may be received by the transducer 1, then the structure of tubing may be determined. In the color Doppler picturizing method, generating of a series of supersonic waves is performed continuously quickly periodically, and the echo of return is recorded. The phase contrast between multiplex return is determined, and it is used in order to calculate the rate-of-flow information in tubing 3 by the known approach.

[0008]

A slanting scan is used in the gestalt of desirable operation. Here, bearing of a beam 2 is not meeting tubing 1. As especially shown in drawing 2 and drawing 3, the slanting scan beam revolution of two forms is given. As shown [1st] in drawing 2, the 1st cross-section volume 4 is produced using the revolution alpha of a surrounding probe (namely, surroundings of the longitudinal direction shaft of a transducer probe) of the shaft 7 vertical to the shaft of the longitudinal direction of tubing. As shown [2nd] in drawing 3, the surrounding revolution beta of the shaft 8 vertical to a scanning field is given. In this way, the final cross section 4 of the obtained tubing 3 is the configuration of an ellipse cross section, and this is volume which is determined with the thickness property of a transducer beam and which was decided beforehand.

[0009]

in the gestalt of desirable operation, a series of frames picturize using the slanting scan which is shown in drawing 2 and drawing 3 and which makes a certain include angle -- having -- next, the target tubing -- ** -- in order to determine the actual volume rate of flow to break, it is processed so that it may explain later.

[0010]

In drawing 8, two or more steps 10 which can be set to the approach of the gestalt desirable operation are shown. By this approach, an ultrasonic facility of the present age of the criterion which picturizes a series of frames using the slanting scanning is first used at step 11.

[0011]

Corresponding rate information is acquired from a series of picturized frames using a well-known color Doppler technique (step 12). The method of obtaining color flow data is completely standard.

[0012]

Next, the image of color flow is examined so that an ellipse cross section may be identified, and the shape parameter (alpha and beta) of a scan is obtained after this (step 13). The ratio of the minor axis and major axis of an ellipse is used in order to determine an include angle alpha, and on the other hand, in order that the direction of the major axis over a horizontal line and a color Doppler setting-out angle may determine an include angle beta in a scan, it can be used.

[0013]

If the whole elliptical ring structure is determined next, it will be used in order to calculate the cross section of tubing. Next, the estimate of the volume rate of flow can be calculated by having the information of a configuration and mean velocity (step 14).

[0014]

A more detailed understanding of this processing can be acquired by examining the step used in order to simulate a scan and signal processing mathematically.

[0015]

In order to determine and identify an ellipse parameter, and in order to calculate a volume style, the image pick-up side received by the transducer component is scanned continuously, and the tubing coordinate which corresponds about each scanning coordinate is acquired for processing which determines whether a sample coordinate (this expresses the sample voxel) is in the lumen of tubing.

[0016]

Therefore, it is required to change between scanning field coordinate space and tubing coordinate space. This transformation method is explained with reference to drawing 6 from drawing 4. In drawing 4, x of tubing, y, and a z-coordinate system are shown. Drawing 4 shows the transducer 1 located in a line in the z-y side again. Although a tubing coordinate remains in x, y, and z criteria frame in this include-angle slanting method, a scanning field coordinate is changed into x" and y"z" criteria frame using two revolutions.

[0017]

As shown in drawing 5, the 1st revolution is a revolution of the surrounding include angle alpha of the z-axis shown in drawing 5 by the transducer 1. If the notation of a matrix is used, this conversion can be

written as follows.

[Equation 1]

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \angle(x, x') & \cos \angle(y, x') & \cos \angle(z, x') \\ \cos \angle(x, y') & \cos \angle(y, y') & \cos \angle(z, y') \\ \cos \angle(x, z') & \cos \angle(y, z') & \cos \angle(z, z') \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (1)$$

[0018]

Direction cosine is as follows from drawing 5 using this notation.

[Equation 2]

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & \cos(\pi/2 + \alpha) & \cos(\pi/2) \\ \cos(\pi/2 - \alpha) & \cos(\alpha) & \cos(\pi/2) \\ \cos(\pi/2) & \cos(\pi/2) & \cos(0) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (2)$$

Namely, [Equation 3]

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (3)$$

[0019]

the 2nd conversion shown in drawing 6 -- setting -- the revolution of a transducer -- x'' from $x'-y'-z'$ frame of reference -- it changes to $-y''-z''$ frame of reference. This conversion is expressed as follows.

[Equation 4]

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \angle(x', x'') & \cos \angle(y', x'') & \cos \angle(z', x'') \\ \cos \angle(x', y'') & \cos \angle(y', y'') & \cos \angle(z', y'') \\ \cos \angle(x', z'') & \cos \angle(y', z'') & \cos \angle(z', z'') \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (4)$$

[0020]

It is as follows using the notation of drawing 6 about direction cosine.

[Equation 5]

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(0) & \cos(\pi/2) & \cos(\pi/2) \\ \cos(\pi/2) & \cos(\beta) & \cos(\pi/2 + \beta) \\ \cos(\pi/2) & \cos(\pi/2 - \beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (5)$$

Namely, [Equation 6]

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\beta) \\ 0 & +\sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (6)$$

[0021]

Two conversion is combined and one conversion to $x''-y''-z''$ frame of reference from the $x-y-z$ frame of reference is obtained from a formula (3) and a formula (6).

[Equation 7]

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (7)$$

From now on, the following formula will be obtained.

[Equation 8]

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \cos(\beta)\sin(\alpha) & \cos(\beta)\cos(\alpha) & -\sin(\beta) \\ \sin(\beta)\sin(\alpha) & \sin(\beta)\cos(\alpha) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (8)$$

Or it is [Equation 9] by matrix conversion.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & \cos(\beta)\sin(\alpha) & \sin(\beta)\sin(\alpha) \\ -\sin(\alpha) & \cos(\beta)\cos(\alpha) & \sin(\beta)\cos(\alpha) \\ 0 & -\sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} \quad (9)$$

The matrix of a formula (8) and a formula (9) is mutual rewriting at an interesting thing.

[0022]

In this simulation "idealized", the increment of the location (0, y'', z'') of the sample volume is carried out over the breadth of a scanning field, and the coordinate (x, y, z) of corresponding tubing is calculated using a formula (9). Supposing the sample volume is in the interior of the lumen of tubing (namely, [Equation 10])

$$\sqrt{x^2 + y^2} < \text{Radius}$$

The value of the power which **** and corresponds is assigned to the value of 1.0, and a rate is assigned to the value based on a distance radial [from a tube axis].

[0023]

Though regrettable, it is disregarded that the beam of a transducer has the width of face of finite, and above-mentioned analysis has the cross section of Gaussian distribution on the strength mostly. Therefore, in the power in the location of each sample volume, i.e., the voxel, and count of a rate, it is dramatically desirable to include an ultrasonic parameter.

[0024]

Decision of a configuration (ellipse doubling) (step 13 of drawing 8)

The 1st step of this approach is the decision of a configuration, and this requires doubling to the power data or rate data of an ellipse. The data used in order to double an ellipse include the combination of power data, rate data, and gray scale information. In one example, power data are used in order to double an ellipse, they hold down a power value smaller than a threshold, and make small the field which has an effective (significant) gray-scale value.

[0025]

The algorithm used for ellipse doubling is based on the formula of moment of inertia. About rate data, only the value beyond a predetermined rate threshold is used and each value has equal weight in count of moment of inertia. On the other hand, when setting power data by the ellipse, the value beyond a predetermined power threshold is used as weight in count of moment of inertia. In this way, more fields to count of higher power than the field of lower power contribute.

[0026]

If it doubles with an ellipse, an include angle alpha and an include angle beta are calculable as follows.

Alpha=sin⁻¹ (b/a)

It is a here. = The die length of the major axis of an ellipse b = The die length of the minor axis of an ellipse = Diameter of tubing beta = Include angle between the major axes of an ellipse and horizontal lines in a scan

[0027]

From alpha and beta, "Doppler include-angle" amendment can calculate as follows.

[Equation 11]

$$\cos(\theta_{\text{Doppler}}) = \cos(\alpha)\cos(\varphi - \beta)$$

Although psi is a color Doppler setting-out angle and is 70 degrees, 90 degrees, or 110 degrees typically, it is not limited here by it. The relation between a, b, beta, and psi is calculable as follows using an include angle alpha.

[0028]

(It is vertical to the shaft of a blood vessel) The true area A_{actual} of a cross section is calculable as follows from the measuring-plane product $A_{measured}$ using an include angle α .

[Equation 12]

$$A_{actual} = A_{measured} \cdot \sin(\alpha) \quad (14)$$

[0029]

Count of mean velocity (step 14 of drawing 8)

As stated above, when a shape parameter is measured from an ellipse cross section, the following step in a desirable operation gestalt is calculating mean velocity covering the volume divided by the ellipse.

[0030]

Preferably, eclipse ***** with weight is used by the power described in a following formula.

[Equation 13]

$$\bar{v} = \frac{\sum P(y'', z'') \cdot v(y'', z'')}{\sum P(y'', z'')} \Big|_{(y'', z'') \text{ within ellipse}} \quad (15)$$

P expresses the received power value here and nu expresses the received rate value. moreover (y'' , z'') It is in an ellipse.

[0031]

This way gives small weight to the voxel of lower power, for example, the voxel which accepts it selectively and is in tubing. Therefore, ***** approach turns caution to the "subfield product" effectiveness relevant to the voxel dimension of finite by this power.

[0032]

Of course, angle correction is an average reading per second [several 14].

$$\bar{v}_{true}$$

since -- true mean velocity [several 15]

$$\bar{v}_{measured}$$

It is required for a ***** sake. Such amendment is applicable as follows.

[Equation 16]

$$\bar{v}_{true} = \frac{\bar{v}_{measured}}{\cos(\theta_{Doppler})} \quad (16)$$

[0033]

Estimate of the volume rate of flow (step 14 of drawing 8) If shape parameters α and β , the measured area, and mean velocity are given, the volume rate of flow Q is calculable as follows using a formula (13), (14), and (16).

[Equation 17]

$$\begin{aligned} Q &= \bar{v} \cdot \bar{A} = \frac{\bar{v}_{measured}}{\cos(\theta_{Doppler})} A_{actual} \\ &= \frac{\bar{v}_{measured} A_{measured} \sin(\alpha)}{\cos(\alpha) \cos(\varphi - \beta)} = \frac{\bar{v}_{measured} A_{measured} \tan(\alpha)}{\cos(\varphi - \beta)} \end{aligned} \quad (17)$$

[0034]

Since it stated above, it turns out that it flows with a rate and the more exact result of the volume is obtained using a power weighting system.

[0035]

Of course, many deformation is possible. Such one deformation is using "expected power weighting" of modeled power weighting about a certain ellipse cross-section structure. This makes light the problem

relevant to power data with many noises which may arise.

[0036]

Another deformation is being able to use it in order to process flow information, in order that location data may photo an organization echo etc. This deformation includes the activity of this information for holding down the rate data value in the area of an effective (significant) organization echo by the trial of the traditional gray-scale data usually given to an ultrasonic device, and fake data.

[0037]

Other many deformation is possible, without separating from the summary of this invention which indicated widely this invention shown in the above-mentioned specific operation gestalt so that I may be understood by this contractor. Therefore, it should be understood that this operation gestalt is a thing for explanation of invention, and is not restrictive.

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] Drawing showing a standard longitudinal direction scan [Drawing 2] Drawing showing the 2nd revolution of a scanning field relative to tubing [Drawing 3] Drawing showing the 2nd revolution of a scanning field relative to tubing measured [Drawing 4] Drawing showing the process of coordinate transformation of being used in a desirable operation gestalt [Drawing 5] Drawing showing the process of coordinate transformation of being used in a desirable operation gestalt [Drawing 6] Drawing showing the process of coordinate transformation of being used in a desirable operation gestalt [Drawing 7] Drawing showing the relation between the variables used in a desirable operation gestalt [Drawing 8] Drawing showing the step in a desirable operation gestalt [explanation of a sign]

1 Transducer.

[Translation done.]

* NOTICES *

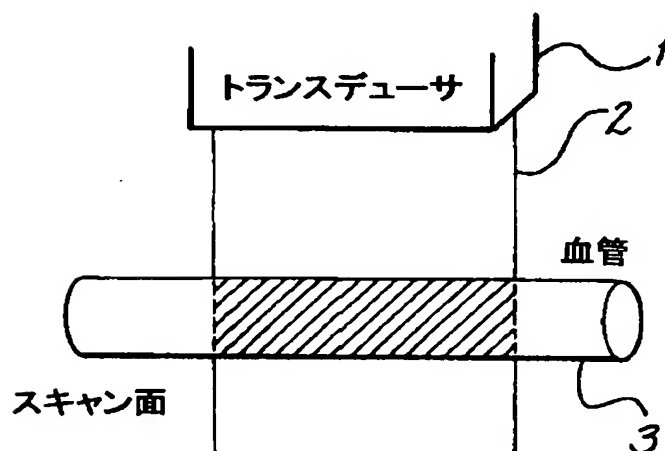
JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

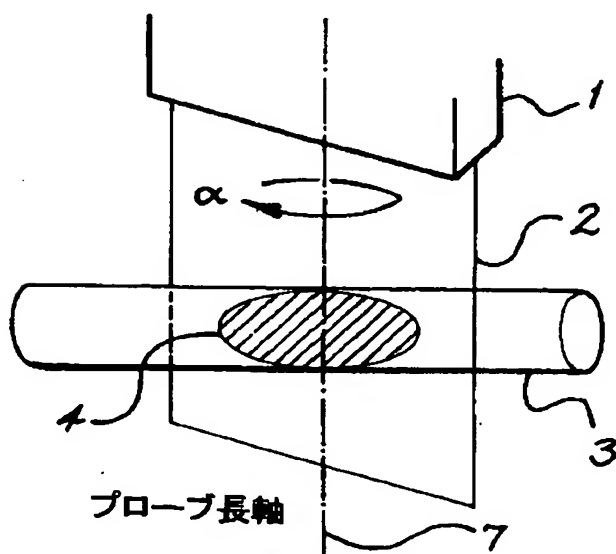
[Drawing 1]

ステップ1:
縦のスキャン



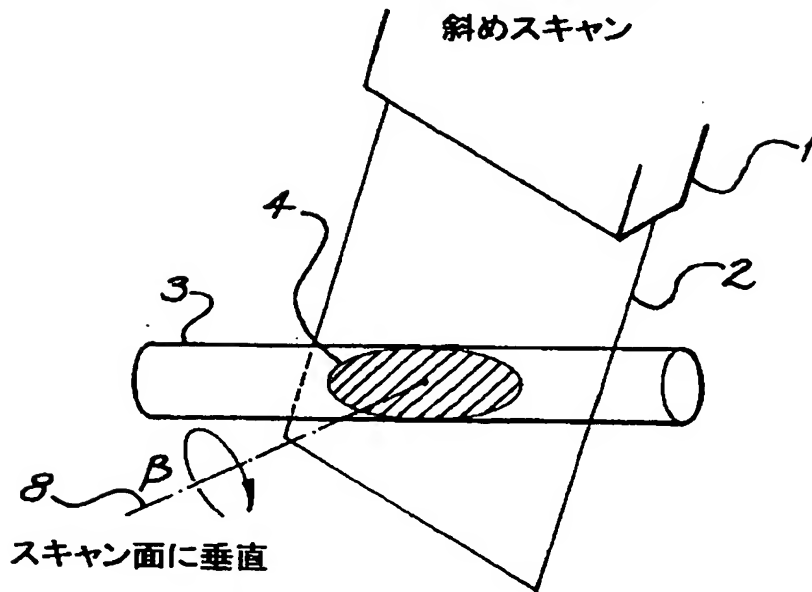
[Drawing 2]

ステップ2:
斜めスキャン

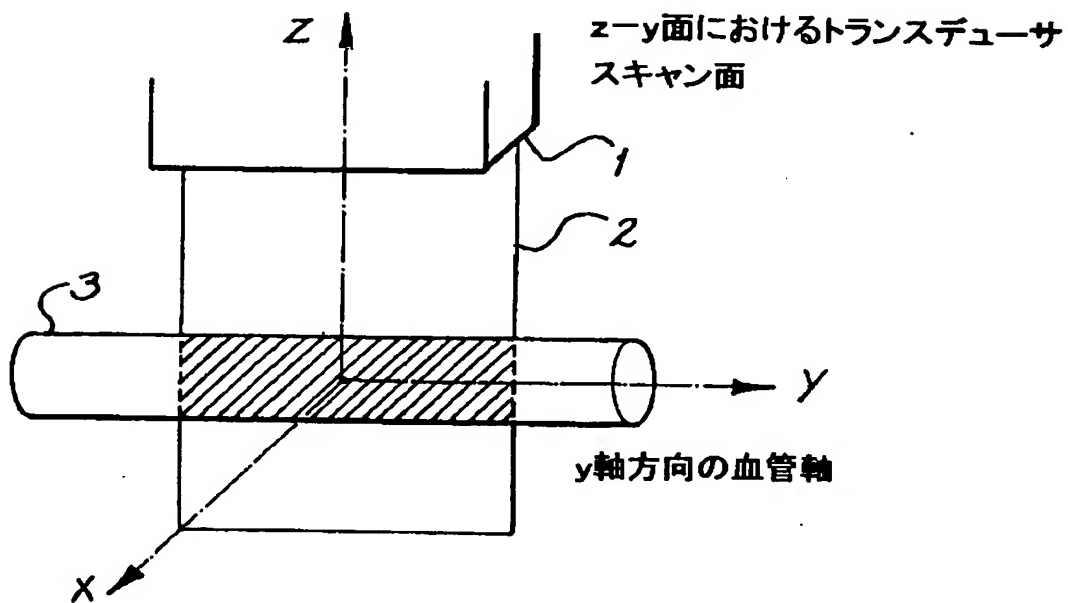


[Drawing 3]

ステップ3:
ある角度をなす
斜めスキャン

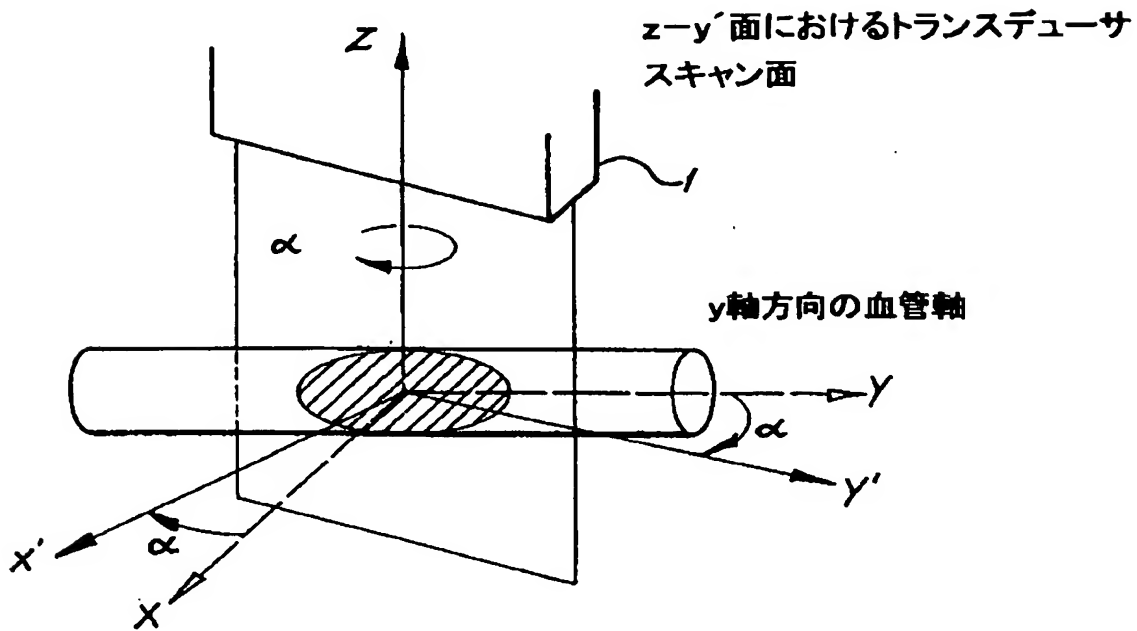


[Drawing 4]
トランスデューサは、長手方向断面で
開始する



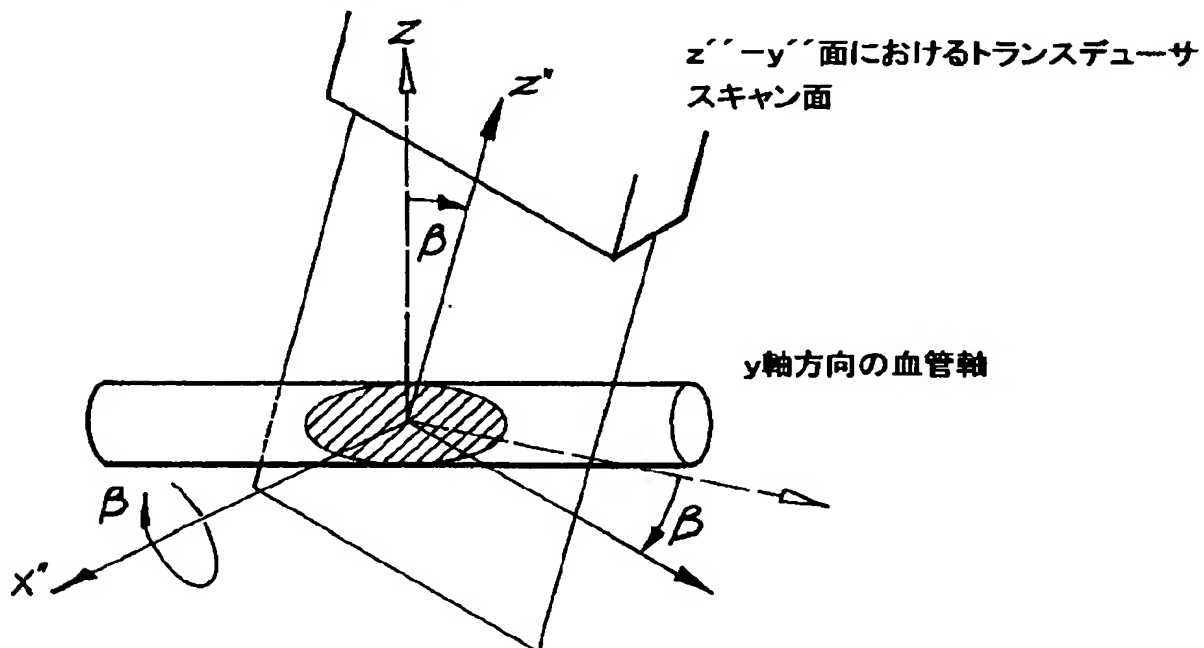
[Drawing 5]

トランスデューサは z 軸の周りに角度 α
回転される

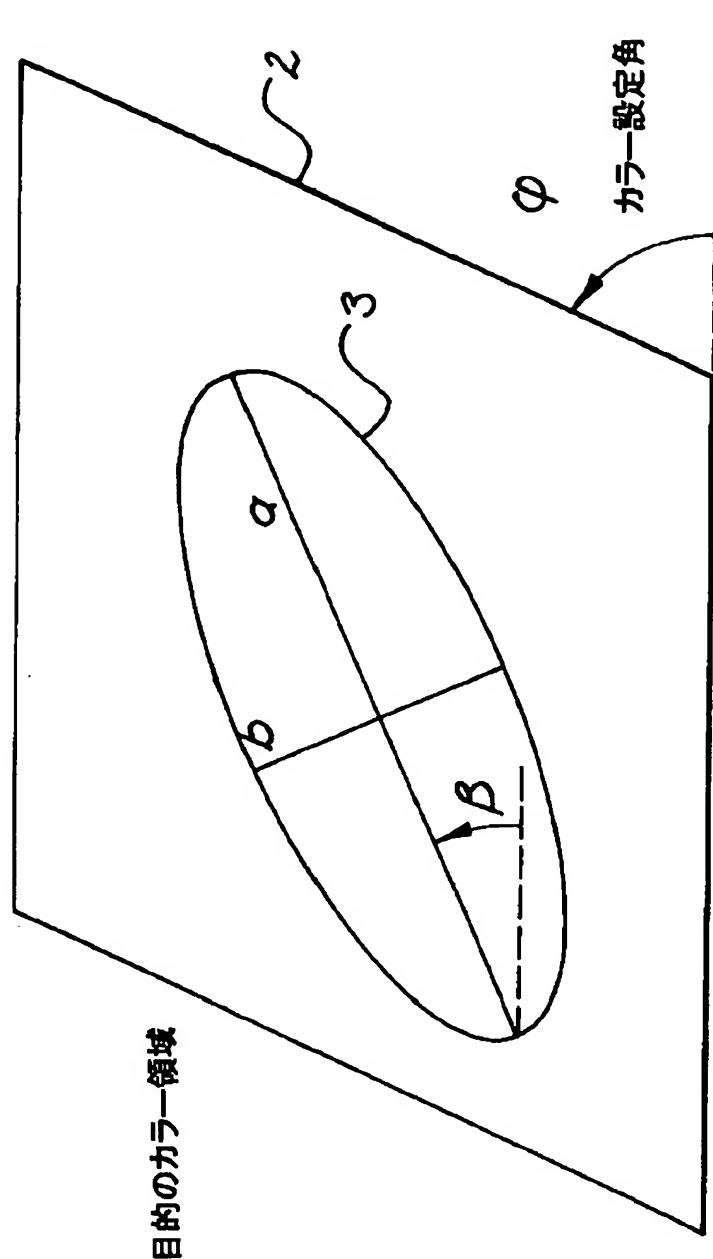


[Drawing 6]

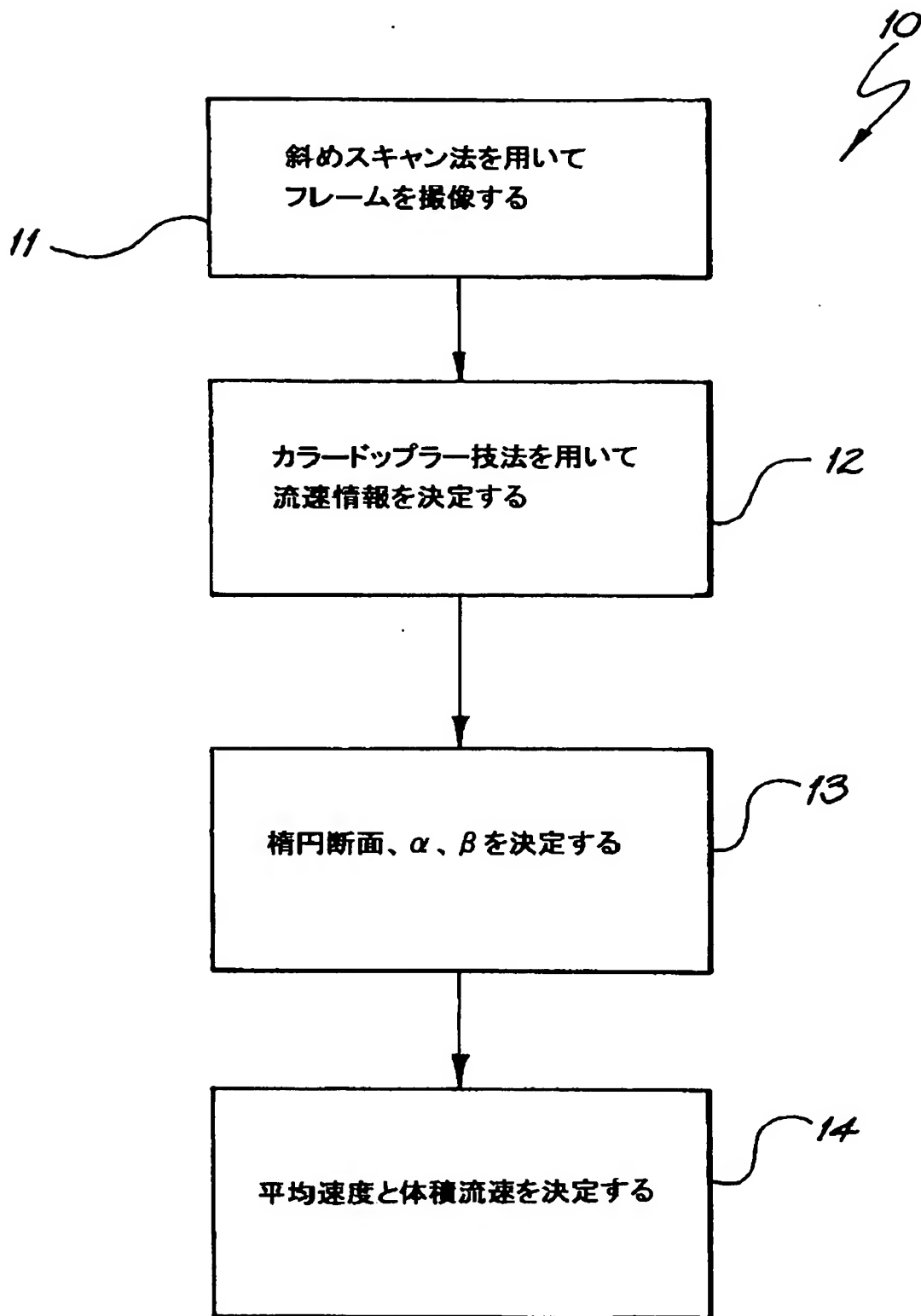
トランスデューサは次に x' 軸の周りに
角度 β 回転される



[Drawing 7]



[Drawing 8]



[Translation done.]